

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭55-136043

⑫ Int. Cl.³
A 61 B 10/00

識別記号
104

厅内整理番号
7437-4C

⑬ 公開 昭和55年(1980)10月23日

発明の数 2
審査請求 未請求

(全 7 頁)

⑭ 超音波診断装置

⑮ 特願 昭54-43955

⑯ 出願 昭54(1979)4月11日

⑰ 発明者 三輪博秀

川崎市中原区上小田中1015番地

富士通株式会社内

⑱ 発明者 志村孚城

川崎市中原区上小田中1015番地

富士通株式会社内

⑲ 出願人 富士通株式会社

川崎市中原区上小田中1015番地

⑳ 代理人 弁理士 松岡宏四郎

明細書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 検体に対し超音波パルスを送信し、該検体からの反射波を受信し電気信号に変換して、検体内部の状態を示す電気信号を得る超音波診断装置において、該電気信号から該反射波の位相を判定する位相判定手段と、該位相判定手段の出力に基いて検体内部の組織の音響インピーダンスを示す音響インピーダンス識別信号を形成する手段と、隣接する送信位置に対応する複数の音響インピーダンス識別信号を正規化する手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置。

(2) 前記形成手段は前記組織の音響インピーダンス分布を信号レベルで示す音響インピーダンス識別信号として形成することを特徴とする特許請求の範囲(1)項記載の超音波診断装置。

(3) 検体に対し複数の角度又は位置で超音波パルスを送信し、該複数の異なる角度又は位置の送信に応じた検体からの反射波を受信し電気信号に変換して、検体内部の断層情報を示す電気信号を得

る超音波診断装置において、該電気信号から該反射波の位相を判定する位相判定手段と、該位相判定手段の出力に基いて検体内部の組織の音響インピーダンスを示す音響インピーダンス識別信号を形成する手段と、隣接する送信位置に対応する複数の音響インピーダンス識別信号を正規化する手段とを含むことを特徴とする超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は、検体に超音波を探査波として発射し、検体からのエコー(反射)波を受信し、エコー波により検体内部の状態を探る超音波診断装置に関する。特にエコー波によって検体内部の不整合部の位置のみならず、音響インピーダンスの状態を検知しうるよう改良された超音波診断装置に関する。

人体内部の断層像を得るために超音波診断装置が広く利用されている。超音波診断装置では、超音波パルスを人体に発射し、人体内部からの反射波又は透過波を受信し、この受信波を基に人体内部の組織をわざ断層像を得るものである。この超音波を利用した診断装置は、X線を利用した診

断層像に比し、無侵襲性であり、危険が少ないと
いう利点がある。

一般に広く用いられている超音波診断装置は、
反射波を利用するパルス反射法を利用しており、
このパルス反射法を一例に超音波診断装置の動作
を説明する。

P Z T 等の圧電素子をもつブループを人体に接
触させ、圧電素子から 1 M 乃至 10 MHz 程度の
超音波パルスを人体に発射する。人体内部では、
異なる 2 つの組織の界面より超音波の反射が生じる。
即ち、異なる 2 つの組織は各自異なる音響イン
ピーダンスをもち、このインピーダンスの不整合によって、
エコーパルス(反射波)が得られる。このエコーパルスを
圧電素子で受信することにより、人体内部の組織
の界面情報をえることができる。これを表示すれば、
不整合部の位置が目視しうることになる。(これは、
A モードと称されている。)

人体の断層像を得るには得るべき断層に従い超
音波パルスの発射位置又は、角度を順次移動し、
各発射パルスの反射波を基に不整合部の位置情報

- 3 -

定する位相判定手段と、該位相判定手段の出力に基
いて検体内部の組織の音響インピーダンスを示す音響インピーダンス識別信号を形成する手段と
を含むことを特徴とするものである。

以下、本発明を四面に基いて説明する。

第 1 図は本発明の原理説明モデル図、第 2 図は本
発明の原理説明図を示す。

第 1 図に示す如く人体 1 に対し発振素子 2 及び
受振素子 3 を接触させた状態で、人体 1 に対し発
振素子 2 により超音波パルス (第 2 図 AD) を発振す
る。

人体 1 は説明の都合上、仮に組織 10 と組織 11
を含んでおり、組織 10 と組織 11 の音響インピ
ーダンスが異なるとする。

この音響インピーダンスの差により組織 10 と
組織 11 との界面において、発振超音波パルスは
反射し、反射波を生ずる。

ここで組織 10 及び 11 の各々の音響インピ
ーダンスを Z_1 , Z_2 とすると、発振波である入射
波の音圧 P_i と反射波の音圧 P_r との関係は垂直

特開昭55-136043(2)
を合成表示し、断層像を得るものである。(これは B モードと称されている。)

このような従来のパルス反射法を利用した超音
波診断装置は、不整合部の有無は反射波の有無に
よって検知することは可能であり、これにより断
層像が表示できるものである。

しかしながら、不整合部の隣接する組織の間の
音響インピーダンス変化 (即ち、相対的な音響イ
ンピーダンスの高低) は、検知することができなか
った。この音響インピーダンス変化を検知でき
れば、組織の分布状態を把握でき、診断の確実化
に有用であり、この点の解決が望まれていた。

本発明は、上述の要望に沿い検体内部の音響イ
ンピーダンス変化を検知しうる超音波診断装置を
提供することを目的とするものである。

この目的の達成のため、本発明超音波診断装置
は、検体に対し、超音波パルスを送信し、該検体
からの反射波を受信し電気信号に変換して、該檢
体内部の状態を示す電気信号を得る超音波診断装置
において、該電気信号から該反射波の位相を判

- 4 -

入射の場合次式で表わされる。

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}$$

この式から、

$Z_2 > Z_1$ 、 (即ち組織 11 の音響インピーダン
スが組織 10 の音響インピーダンスより大きい場
合) 入射波と反射波は同位相の関係にある。

又、 $Z_2 < Z_1$ 、 (即ち組織 11 の音響インピ
ーダンスが組織 10 の音響インピーダンスより小
さい場合) 入射波と反射波は逆位相の関係にある。

即ち、第 2 図 (a) の如くの入射波である超音波バ
ルス 2 に対し、 $Z_2 > Z_1$ なら第 2 図 (b) の b_1 の
如く同位相の反射波を生じ、 $Z_2 < Z_1$ なら第 2
図 (c) の b_2 の如く逆位相の反射波を生じることに
なる。

従って、この反射波の位相を検出すれば、組織
10 と 11 との音響インピーダンスの変化を検出
しえることになる。

第 3 図は本発明の一実施例説明図であり、本發
明の原理を更に詳細に説明する。

- 6 -

第3回内には、人体1が組織10, 11, 12で構成されているモデル図が示されており、第3回内にはモデル図に対応した信号図が示されています。

人体1の各組織10, 11, 12の各々の音響インピーダンスを Z_1 , Z_2 , Z_3 とし、 $Z_1 > Z_2 > Z_3$ なる関係にあると仮定する。

人体1に発振素子2及び受信素子3を接触させ、発振素子2より超音波パルスを発振する。

発振された超音波パルス a に対し、組織10及び11の界面において、反射波 b_1' が生ずる。

組織10と組織11の音響インピーダンスの關係は $Z_1 < Z_2$ であるので、発振超音波パルス a と同位相の関係にある反射波 b_1' が生ずる。

次に組織11と組織12の界面において反射波 b_2' が生ずる。

組織11と組織12の音響インピーダンスの關係は $Z_2 < Z_3$ であるので、発振超音波パルス a と同位相の関係にある反射波 b_2' が生ずる。

次に組織12と組織11の界面において反射波

特開昭55-136043(3)

b_3' が生じ、この場合 $Z_3 > Z_2$ であるので発振超音波パルスと逆位相の関係にある反射波 b_3' が生じる。

更に組織11と組織10との界面において、反射波 b_1 が生じ、この場合 $Z_2 > Z_1$ であるので発振超音波パルスと逆位相の関係にある反射波 b_1 が生じる。

このようにして受信素子へ受信される反射波列は第3回内Dの如くの反射波 b_1 , b_1' , b_2 , b_2' , b_3 の時系列の信号となり、これに対応した波形を持つ電気信号が受信素子3より出力される。

この時系列の受信信号は各反射波の位相に応じ後述する判定回路によって、第3回内の信号INに示す如く、正、又は負のレベルの判定信号に変換される。第3回内の信号INにおいては、同位相の反射波に正、逆位相の反射波に負のレベルを与えている。

この判定信号INに基いて、各組織10, 11, 12の音響インピーダンス分布を示す音響インピーダンス識別信号BRが作成される。第3回内に

- 7 -

- 8 -

においては、識別信号BRは各組織10, 11, 12の音響インピーダンス分布をレベルにより示す例が示されています。後述する作成回路により前述の判定信号INより作成される。

尚、点線は境界を明確にするために作成される識別信号である。

この音響インピーダンス識別信号BRをビデオ信号としてCRT等の表示装置に与えれば各組織の音響インピーダンス分布が濃淡画像として表示できる。

又、この音響インピーダンス信号BRのレベルによりカバー範囲して表示範囲に与えれば各組織の音響インピーダンス分布がカラー画像として表示できる。

第4回は本発明の一実施例ブロック図である。図中、40は発振回路で発振素子2の駆動信号を与えるためのもの、41はゲイン補償回路で、受信素子3からの受信信号を受け反射波の位置に応じてゲインを変化させ、反射波の位置による減衰変化を補償するものであり、通常対数増幅器が用

いられる。

5は位相検出回路で、ゲイン補償回路41でゲイン補償された受信信号を受け第3回内のINに示す判定信号を出力する回路であり、トリガ発生回路50, 遅延回路51, 52及び積分回路53を含む。

6は、識別信号形成回路であり、判定信号INを受け、第3回内の識別信号BRを出力する回路であり、積分回路が好適である。

7は、表示範囲回路であり、表示のため識別信号BRを変調して出力する回路である。

8は、表示制御回路であり範囲信号を受け、CBT80へ所定のタイミングで変調信号を与える回路である。

9は各部の動作シーケンスを制御する主制御回路である。

第4回のブロック図の動作を第3回を用いて説明する。

主制御回路9から発振回路40へ駆動信号発生指令が与えられると発振回路40は発振すべき周

- 9 -

- 10 -

波数(例えば2MHz)の駆動パルス信号を発振素子2へ与える。

発振素子2は、これに応じ第2回のSDに示す超音波パルスを人体1に発振する。

これに応じ人体1からの反射波は受信素子3により、受信され電気信号に変換される。この電気信号は受信された反射波列RDと同じ波形であり、以下RDを受信信号として説明する。

ゲイン補償回路4は主制御回路9の命令により、発振超音波パルスの発振タイミングと同期して動作し、段々に増加するゲイン補償を行う。

従って、ゲイン補償回路の出力としては、受信信号RDの各反射波の振幅が相対的に補償された受信信号がえられる。

この補償された受信信号は判定回路5へ入力し、遅延回路52で遅延された遅延信号DB(第3回図)が outputされる。これとともに補償された受信信号はトリガー発生回路50に入力され、トリガーハンダ回路50は各反射波の第1のピクレベル時点でのトリガーハンダ信号TBを発生する。

-11-

路7へ入力される。CRT80が白黒画像の表示用であれば、表示範囲回路7は音響インピーダンス識別信号を輝度範囲信号に変換する。

又、CRT80がカラー画像の表示用であれば、表示範囲回路7は音響インピーダンス識別信号をカラーハンダ信号に変換する。

この変換信号は表示制御回路8へ与えられる。

Aモードの場合表示制御回路8よりCRT80へ変換信号が与えられ表示が行なわれるが、断層像をえるBモードの場合、発射位置の位置信号が必要となる。

Bモードを選択するには、セクタスキャニ方式、リニアスキャニ方式、コンバウンドスキャニ方式が知られている。

セクタスキャニ方式において、機械式の場合発振素子2をセクタ状に回転させるもので、又電子式の場合、発振素子2は複数の素子で構成され、各素子の駆動タイミングによってセクタ角が変化する。従って位置信号はセクタ角を示す信号であり、主制御回路9より与えられる。

-13-

-208-

特開昭55-136043(4)
このトリガー信号TBは遅延回路51により次の点線の位置へ遅延され、積分回路53のリセット信号として利用される。

前述の遅延信号DBは積分回路53に入力され、各反射波成分の信号が積分され、更に次の反射波成分の積分の用意のためリセット信号によりリセットされる。

従って、積分回路53の出力としては第3回のINに示す信号が現われる。

この信号は反射波が発振超音波パルスと同位相なら正、逆位相なら負のレベルを示すものであり、位相判定信号INとなる。位相判定信号INは識別信号形成回路6に入力する。識別信号形成回路6は前述の如く積分回路で構成され、位相判定信号INを積分する。

積分出力は第3回のBRの如くなる。

この積分出力は、組織10, 11, 12の音響インピーダンス分布セレベルによって示しており、音響インピーダンス識別信号として使用しえる。

音響インピーダンス識別信号BRは表示範囲回

-12-

又、リニアスキャニ方式において、機械式では発振素子2の位置検出器により位置信号が与えられ、電子式では、発振素子2が複数の素子で構成され各素子が順次駆動される。この駆動順序が位置信号であり主制御回路9より与えられる。

更にコンバウンドスキャニ方式では、複数のセクタスキャニを組合せるもので各発振素子2の位置とセクタ角が位置信号として必要であり、主制御回路9より与えられる。

このようにして位置信号が与えられ、便携信号はその位置に応じたCRT80の画面上の位置に表示されることになる。このようにして、反射波の位相検出を行い組織の音響インピーダンス分布に応じた信号をえることができ、又これを表示しうる。

Bモードの断層像をえる際に、接続するスキャンラインにおける対応する組織の音響インピーダンス信号のレベルを正規化すると画面に合成した非連続性が防止できる。

第5図は正規化回路のブロック図を示す。

-14-

ロックRC1を第1のシフトレジスタ102へ与える。

第1のシフトレジスタ102の内容はクロックRCにより送出され16ビットのフリップフロップからなるレベル保持回路104にセットされる。次に制御回路106はクロックRC2を第2のシフトレジスタ103へ与える。第2のシフトレジスタ103より読み出されたデジタル信号は制御回路106へ通知される。

制御回路106は各読み出されたデジタル信号を監視し、その変化を検出する。この間クロックRC2により第3のシフトレジスタ105にレベル保持回路104のセット値が順次書き込まれる。第3のシフトレジスタ105は1024ビットのシフトレジスタを16ビット分並列に並べたものである。制御回路106はデジタル信号の変化を検出するとクロックRC2を停め、次にクロックRC1を開発させる。クロックRC1によって第1のシフトレジスタ102よりデジタル値が順次読み出されレベル保持回路104にセットされるとともに

-16-

この正規化回路100は識別信号形成回路6と表示範囲回路7との間に挿入され、音響インピーダンス識別信号BRを入力としてその正規化デジタル信号を出力とする。

識別信号形成回路6よりの識別信号BRはアナログデジタル変換器101に入力し、所定のサンプルタイミングでサンプルされ各サンプル時点での16ビットのデジタル出力を発生する。このデジタル出力は識別信号BRのレベル値を示す。

第1スキャニング分のデジタル信号は切換器107を介し、第1のシフトレジスタ102へ入力される。

シフトレジスタ102は1024ビットのシフトレジスタを16ビット分並列に並べたものである。

その後切換器107は図の位置に切換えられる。

次のスキャニング分のデジタル信号は1024ビットのシフトレジスタを16ビット分並列に並べた第2のシフトレジスタ103に入力される。

2スキャニング分のデジタル信号が揃った時点で制御回路106は1シフトペルス分の読み出しクロ

-15-

制御回路106へ通知する。制御回路106はデジタル値を監視し、その変化を検出する。制御回路106が変化を検出すると、クロックRC1を停める。従って、変化後のデジタル値がレベル保持回路104へセットされることになる。次に制御回路106はクロックRC2を開始し、第2のシフトレジスタ103をシフトさせるとともに第3のシフトレジスタ105へレベル保持回路104のデジタル値を順次書き込む。

制御回路106は同様にして第2のシフトレジスタ103のデジタル値の変化を検出し、変化を検出するとクロックRC2を停止し、クロックRC1の送出を開始せしめ第1のシフトレジスタ102をシフトさせ、その出力デジタル値の変化を検出する。

このようにして、第1のシフトレジスタ102のデジタル値に第2のシフトレジスタ103のデジタル値が正規化され、正規化されたデジタル値は第3のシフトレジスタ105に蓄えられる。

1スキャニング分、即ち1024ビット分終了すると

第3のシフトレジスタ105の内容がクロックRC3によって表示範囲回路7へ送出されるとともに帰還ループによって切換器107を介し第1のシフトレジスタ102へ送出され蓄積される。更に制御回路106は第1のシフトレジスタ102及び103の各々のシフト数を計数する第1及び第2のカウンタをもち、変化点の位置を組合して不連続点を検出する機能をもつ。

不連続点が検出されるとゲート107を開け第2のシフトレジスタ103の内容を優先して第3のシフトレジスタ105へ与えるか、もしくは第1のシフトレジスタ102をつづけて次の変化点までから送りさせる。

例えば第2のシフトレジスタ103から読み出された内容で変化点が検出されると、そのシフト位置は第2のカウンタの内容で示される。その後、第1のシフトレジスタ102の変化点を検索していく際、そのシフト位置は第1のカウンタで示されており、第2のカウンタの近傍値において制御回路106が変化点を検出しない場合、第1の

-17-

-18-

特開昭55-136043(6)

電子焦点式受信方式を用いてもよい。

この詳説は1976年IEEE International Solid-State Circuits ConferenceのDigest of Technical Papersの第200頁乃至第201頁に示されているので詳述しない。更に上述の識別信号BRをコンピュータに入力し、蓄積されている発癌時のデータと比較し、正常、異常を判定してもよい。

以上の機に本発明によれば、反射波の位相判定を行ない、音響インピーダンス分布に対応する信号を作成するため、検体内部の組織分布状態が充分把握出来工業上極めて有用である。

尚、本発明はその一実施例に限られず種々の变形が可能であり、これらを本発明の範囲より排除するものではない。

4. 図面の簡単な説明

第1図、第2図は本発明の原理説明図、第3図は本発明の一実施例説明図、第4図は本発明の一実施例ブロック図、第5図は本発明の他の実施例ブロック図を示し、図中、1は人体、2は免振素子、3は受信素子、5は位相判定回路、6は識別信号形成回路、7は表示変調回路、8は表示制御回路、9は主制御回路を示す。

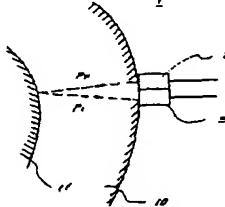
-19-

-20-

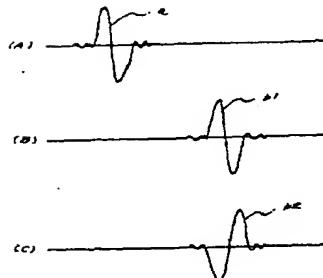
子、3は受信素子、5は位相判定回路、6は識別信号形成回路、7は表示変調回路、8は表示制御回路、9は主制御回路を示す。

代理人弁理士 松岡宏四郎

第 1 図



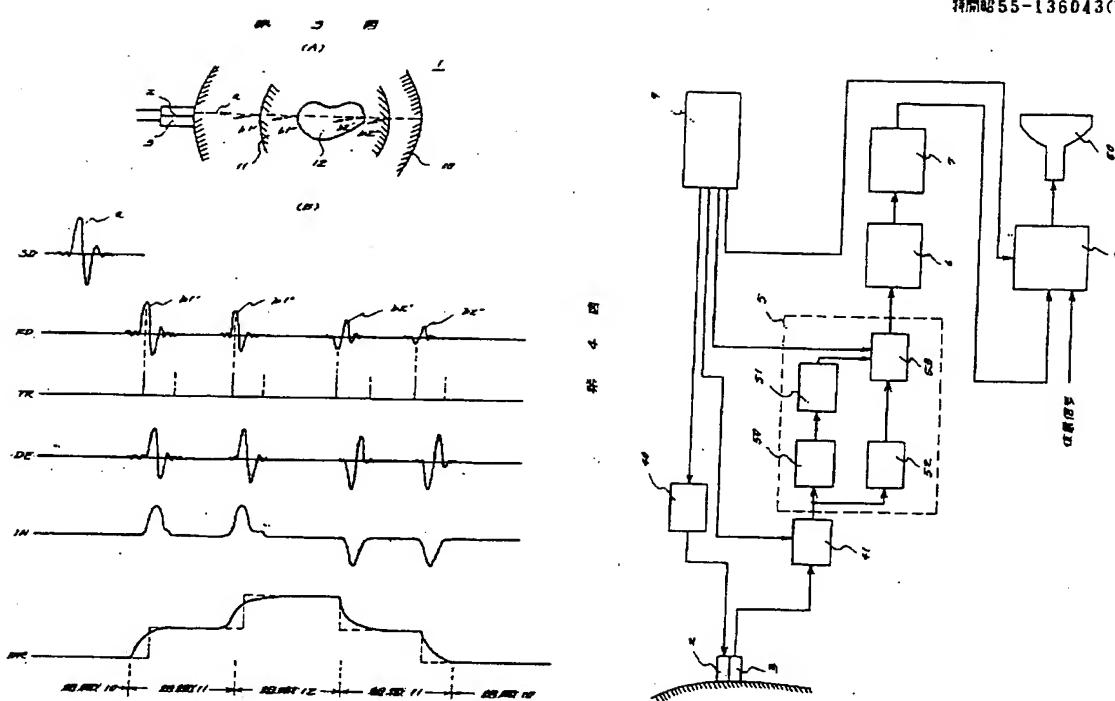
第 2 図



-21-

-210-

特展昭55-136043(7)



四·五

